



浙江理工大学

数字电子技术课程设计 指导书

浙江理工大学信息学院

二〇一二年八月

1 产品简介

红外线心率计就是通过红外线传感器检测出手指中动脉血管的微弱波动,由计数器计算出每分钟波动的次数。但手指中的毛细血管的波动是很微弱的,因此需要一个高放大倍数且低噪声的放大器,这是红外线心率计的设计关键所在。通过本产品的制作,可以使学生掌握常用模拟、数字集成电路(运算放大器、非门、555 定时器、计数器、译码器等)的应用。

2 红外线心率计工作原理

2.1 红外线心率计的原理框图

整机电路由-10V 电源变换电路、血液波动检测电路、放大整形滤波电路、3 位计数器电路、门控电路、译码驱动显示电路组成,如图 1 所示。

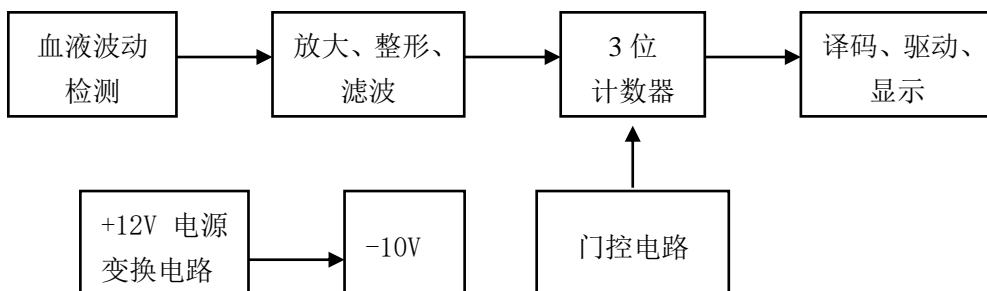


图 1 红外线心率计的原理框图

2.2 单元电路的工作原理

(1) 负电源变换电路

负电源变换电路的作用是把+12V 直流电变成-10V 左右的直流电压,-10V 电压与+12V 作为运算放大器的电源。负电源变换电路如图 2 所示,其中 IC₁(CD4049)为六非门集成电路,它的内部结构图如图 3(a)所示。

负电源变换电路工作原理:通电的瞬间,假设 A 点是低电位,则 B 点是高电位,C 点是低电位,D 点是高电位。B 点的高电位通过 R₁₉给 C₇充电,当 F 点的电压高于 IC₁(CD4049)的电平转换电压时,B 点输出低电位,C 点(C₇一端)输出高电位,由于电容两端的电压不能突变,所以 C₇两端的电压通过 R₁₉放电。当 F 点电压低于 IC₁的转换电压时,B 点输出高电位,此高电位通过 R₁₉对 C₇充电,如此循环。C 点得到方波,经过后面四个反相器反相、扩流后,在 D 点得到方波。

当 D 点是高电平的时候,V₁导通 C₈被充电,大约充到 11V 左右,当 D 点变成低电平的时候,由于 C₈两端电压不能突变,G 点电压被拉到-11V 左右,此时 V₂导通, C₉反方向进行充电,使 E 点电压达到-10V 左右。由于带负载的能力不强,当带上负载后,E 点电压大约降到 9V 左右。

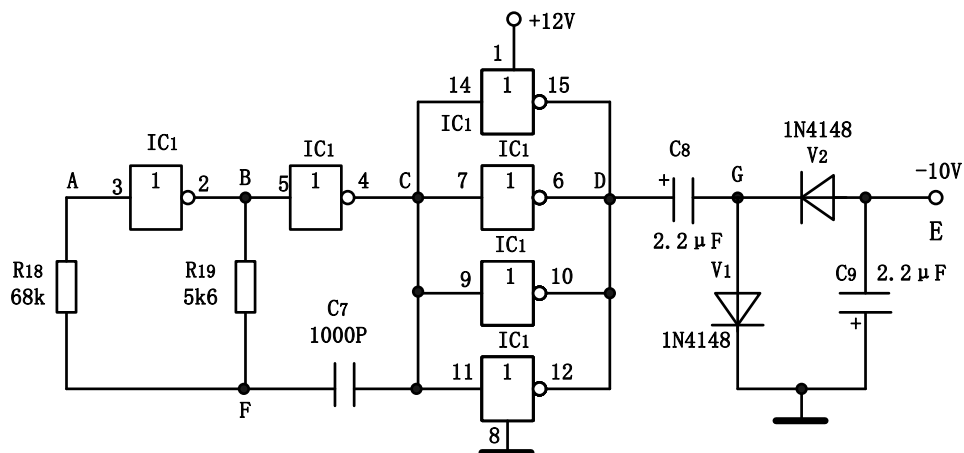
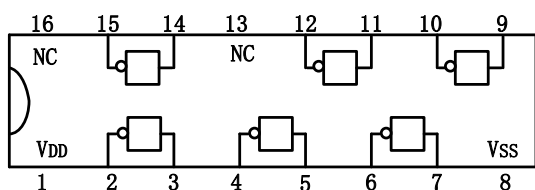
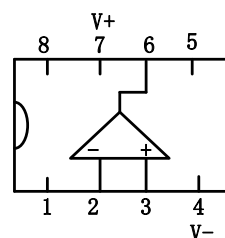


图 2 电源电路



(a) CD4049



(b) LM741

图 3 集成电路的结构图

(2) 血液波动检测电路

血液波动检测电路首先通过红外光电传感器把血液中波动的成分检测出来，然后通过电容器耦合到放大器的输入端。如图 4 所示。

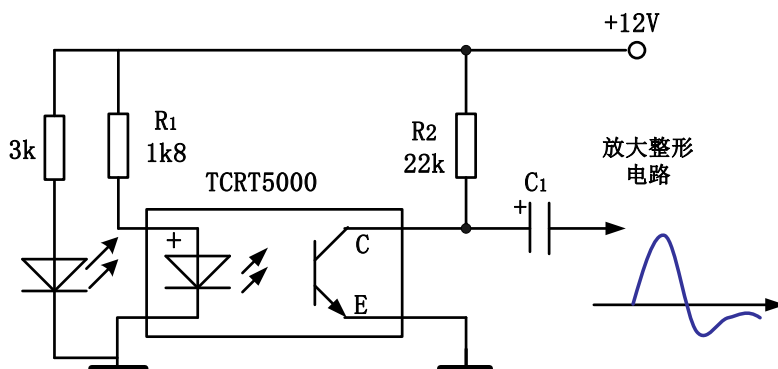


图 4 血液波动检测电路

TCRT5000 红外光电传感器的检测方法：

首先用数字万用表的二极管档位正向压降测试控制端发射管（浅蓝色）的正、负极，将

红黑表笔分别接发射管的两个引脚，正反各测一次，表头一次显示“1.05 (0.9-1.1)”，一次显示溢出值“-1”，则显示 1.05V 的那次正确，红表笔接的是正极，黑表笔接的是负极。若两次都显示“1”，说明发射管内部开路，若两次都显示“0”发射管内部短路。然后再判断接收管的 C、E 极和光电转换效率，方法如下：将发射管的正负极分别插入数字万用表 h_{FE} 档 NPN 型的 C、E 插孔，再将模拟万用表打到 $R \times 1k \Omega$ 档。红黑表笔分别接接收管的两个引脚，若表针不动，则红黑表笔对调，若表针向右偏转到 $15k \Omega$ 左右，则黑表笔所接管脚为 C，红表笔所接管脚为 E。此时，再用手指或白纸贴近两管上方，表针继续向右偏转至 $1k \Omega$ 以内，说明该红外光电断续器的光电转换效率高。

血液波动检测电路工作原理：TCRT5000 是集红外线发射管、接收管为一体的器件，工作时把探头贴在手指上，力度要适中。红外线发射管发出的红外线穿过动脉血管经手指指骨反射回来，反射回来的信号强度随着血液流动的变化而变化，接收管把反射回来的光信号变成微弱的电信号，并通过 C_1 耦合到放大器。

(3) 放大、整形、滤波电路

放大、整形、滤波电路是把传感器检测到的微弱电信号进行放大、整形、滤波，最后输出反映心跳频率的方波，如图 5 所示。其中 LM741 为高精度单运放电路，它们的引脚功能如图 3 (b) 所示。 IC_2 、 IC_3 、 IC_4 都为 LM741。

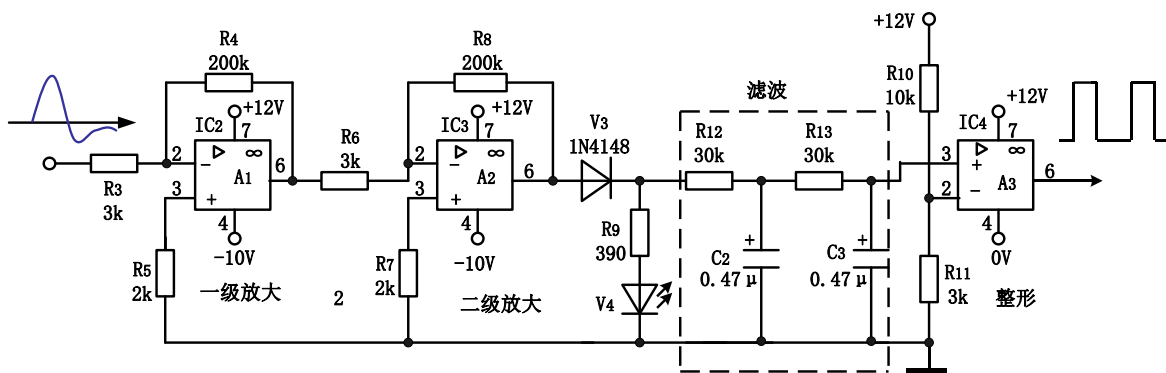


图 5 信号放大、整形电路

因为传感器送来的信号幅度只有 2~5 毫伏，要放大到 10V 左右才能作为计数器的输入脉冲。因此放大倍数设计在 4000 倍左右。两级放大器都接成反比例放大器的电路，经过两级放大、反相后的波形是跟输入波形同相、且放大了的波形。放大后的波形是一个交流信号。其中 A_1 、 A_2 的供电方式是正负电源供电，电源为 +12V、-10V。

A_1 、 A_2 与周围元件组成二级放大电路，放大倍数 A_{uf} 为：

$$A_{uf} = \frac{R_4}{R_3} \times \frac{R_8}{R_6} = 66 \times 66 \approx 4000$$

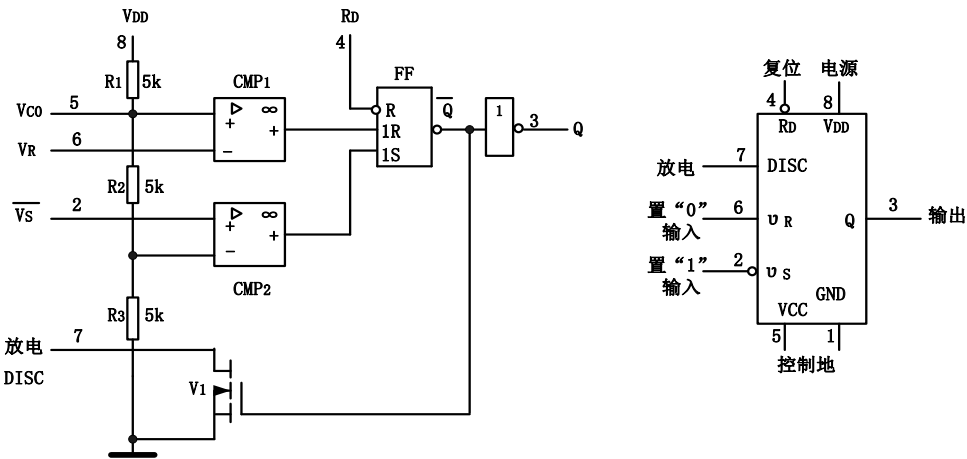
由于放大后的波形是一个交流信号，而计数器需要的是单方向的直流脉冲信号。所以经过 V_3 检波后变成单方向的直流脉冲信号，并把检波后的信号送到 RC 两阶滤波电路，滤波电路的作用是滤除放大后的干扰信号。 R_0 、 V_4 组成传感器工作指示电路，当传感器接收到心跳信号时， V_4 就会按心跳的强度而改变亮度，因此 V_4 正常工作时是按心跳的频率闪烁。直流脉冲信号滤波后送入 A_3 的同相输入端，反相输入端接一个固定的电平， A_3 是作为一个电压比较器来工作的，是单电源供电。当 A_3 的 3 脚电压高于 2 脚电压的时候，6 脚输出高电平；当 A_3 的 3 脚电压低于 2 脚电压的时候，6 脚输出低电平，所以 A_3 输出一个反应心跳频率的方波信号。

(4) 门控电路

555 定时器是一种将模拟电路和数字电路集成于一体的电子器件，用它可以构成单稳态触发器、多谐振荡器和施密特触发器等多种电路。555 定时器在工业控制、定时、检测、报警等方面有广泛应用。

555 定时器内部电路及其电路功能如图 6(a)、(b)所示。555 内部电路由基本 RS 触发器 FF、比较器 $COMP_1$ 、 $COMP_2$ 和场效应管 V_1 组成（参见图 6(a)）。当 555 内部的 $COMP_1$ 反相输入端（-）的输入信号 V_R 小于其同相输入端（+）的比较电压 V_{C0} （ $V_{C0} = \frac{2}{3} V_{DD}$ ）时， $COMP_1$ 输出高电位，置触发器 FF 为低电平，即 $Q=0$ ；当 $COMP_2$ 同相输入端（+）的输入信号 $\overline{V_S}$ 大于其反相输入端（-）的比较电压 $V_{C0}/2$ （ $1/3 V_{DD}$ ）时， $COMP_2$ 输出高电位，置触发器 FF 为高电平，即 $Q=1$ 。 $\overline{R_D}$ 是直接复位端， $\overline{R_D} = 0$ ， $Q=0$ ；MOS 管 V_1 是单稳态等定时电路时，供定时电容 C 对地放电作用。

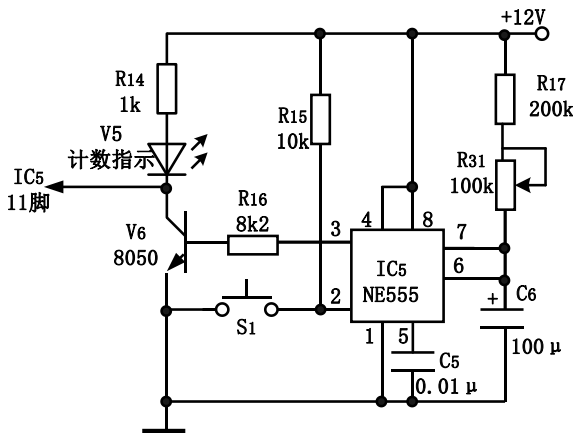
注意：电压 V_{C0} 可以外部提供，故称外加控制电压，也可以使用内部分压器产生的电压，这时 $COMP_2$ 的比较电压为 $V_{DD}/3$ ，不用时常接 $0.01\ \mu F$ 电容到地以防干扰。



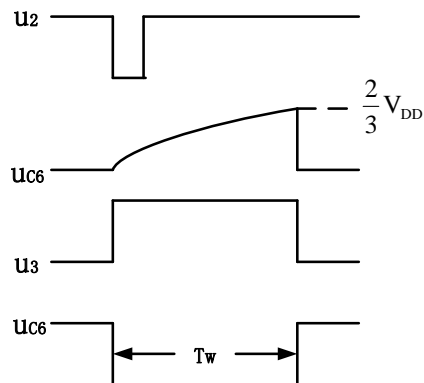
(a) 555 定时器内部电路 (b) 555 简化符号

图 6 555 定时器内部电路及其功能符号

由 555 接成单稳态触发器来完成门控电路的作用是控制计数器的启停，并控制每次测量的时间，电路如图 7(a)所示。



(a) 电路



(b) 工作波形

图 7 由 555 组成的门控电路

① 当接通电源的时候，+12V 电源电压通过 R_{15} 对电容 C_4 进行充电，2 脚的电压马上变成 12V (“1”电平)，触发器 FF 被置 “0”，即 555 的 3 脚输出 “0” 电平（参见图 7(a)）。 V_6 截止， V_6 的 C 极为高电位，所以计数器 MC14553 不计数，此时 V_5 不亮。

② 当按下 S_1 按钮时，2 脚电压为 0V，低于 $1/3$ 电源电压。555 内部 CMP_2 输出高电平（参见图 6(a)），触发器 FF 被置 “1”，即 3 脚输出 “1” 电平， V_6 饱和导通， V_5 发光， V_6 集电极输出低电平，使计数器 MC14553 清零，开始计数。同时 555 内场效应管截止，12V 电压通过 R_{17} 给 C_6 充电， C_6 的电压逐渐增高，如图 7(b) u_{C6} 波形。

③ 当 C_6 的电压充到 $2/3$ 电源电压的时候，555 内 CMP_1 输出高电平，触发器置 “0”，3 脚输出低电平， V_6 集电极输出高电平，因此计数器 MC14553 的 11 脚变为高电平，计数器停止计数；同时 555 内场效应管导通，电容 C_6 通过场效应管迅速放电到低电平，返回稳定的状态，定时结束。

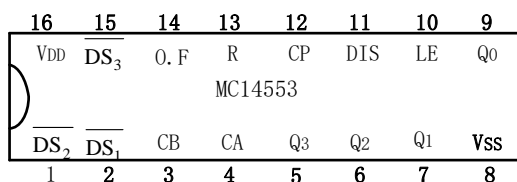
脉宽 T_W 可根据下式计算：

$$T_W = R_{17} C_6 \ln \frac{V_{DD}}{V_{DD} - \frac{2}{3} V_{DD}} = R_{17} C_6 \ln 3 = 1.1 R_{17} C_6 \quad \text{式 1-1}$$

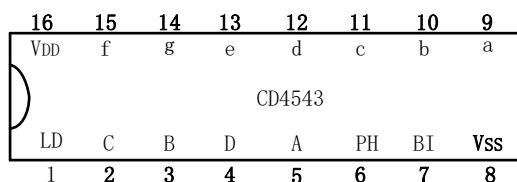
(5) 3 位计数电路

由 MC14553 组成的 3 位计数电路对输入的方波进行计数，并把计数结果以 BCD 码的形式输出。

MC14553 为十六引脚扁平封装集成电路，其引脚功能如图 8(a) 所示，有四个 BCD 码输出端 $Q_1 \sim Q_3$ ，可分时输出三组 BCD 码；有三个分时同步控制信号 $DS_1 \sim DS_3$ ，为计数器的输出提供分时同步输出控制信号，形成动态扫描工作方式，该控制端低电平有效。计数电路包含了计数和输出驱动电路。



(a) MC14553



(b) CD4543

图 8 集成电路引脚功能图

计数器 MC14553 真值表如下：

表 2.1 MC14553 真值表

输入				输出
置零端（13 脚）	时钟（12 脚）	使能（11 脚）	测试（10）	
0	上升沿	0	0	不变
0	下降沿	0	0	计数
0	X	1	X	不变
0	1	上升沿	0	计数
0	1	下降沿	0	不变
0	0	X	X	不变
0	X	X	上升沿	锁存
0	X	X	1	锁存
1	X	X	0	Q0123=0

X=任意

计数器 MC14553 的 $DS_1 \sim DS_3$ 输出为方波，波形如图 8 所示。当按下 S_1 时（参见图 7(a)）， V_6 饱和导通， V_6 的 C 极为低电平，MC14553 的 11 脚变为低电平，计数器开始对送到 12 脚的从整形电路过来的方波个数进行计数，最大计数为 999，计数结果以 BCD 码的形式从 $Q_0 \sim Q_3$ 输出。11 脚不管是高电平还是低电平， $DS_1 \sim DS_3$ 始终是输出图 9 的方波。当 DS_1 是低电平的时候，个位显示器被选中， $Q_0 \sim Q_3$ 输出个位要显示的数值；当 DS_2 是低电平的时候，十位显示器被选中， $Q_0 \sim Q_3$ 输出十位要显示的数值；当 DS_3 是低电平的时候，百位显示器被选中， $Q_0 \sim Q_3$ 输出百位要显示的数值。

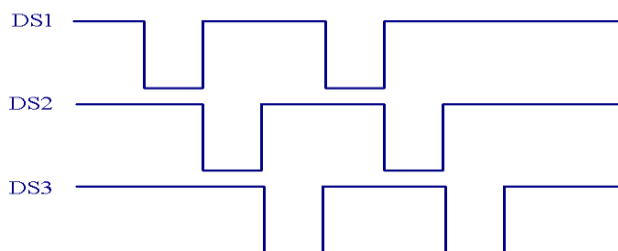


图 9 $DS_1 \sim DS_3$ 输出波形图

(6) 译码、驱动、显示电路

3 位计数电路、译码、驱动、显示电路如图 10 所示，它的作用是把计数器输出的计数结果显示在 3 位数码管上。

译码器 CD4543 的引脚功能如图 8 (b) 所示。它有了四个输入端：A、B、C、D，与计数器的输出端相连；有七个数码笔段输出驱动端：a~g。译码器 CD4543 可以驱动共阴、共阳两种数码管，使用时，只要将 PH 引脚接高电平，即可驱动共阳极的 LED 数码管；将 PH 引脚接低电平，即可驱动共阴极的 LED 数码管。

显示采取动态扫描的方法，即每一时刻只有一个数码管被点亮，但是交替的频率非常快，由于人眼的视觉残留效应，人眼看到的就是静止的数字显示结果。计数器送来的数据，经过 CD4543 翻译成 7 段字码后，接到数码管的 7 个笔画端，点亮相应的笔画段。数码管采用共阳极的。CD4543 的真值表如下：

表 2.2 CD4543 的真值表

输入				输出	
LD (1)	BI (7)	PH (6)	D C B A	a b c d e f g	显示
X	1	1	X X X X	1 1 1 1 1 1 1	黑屏
1	0	1	0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 1	0
1	0	1	0 0 0 1	1 0 0 1 1 1 1	1
1	0	1	0 0 1 0	0 0 1 0 0 1 0	2
1	0	1	0 0 1 1	0 0 0 0 1 1 0	3
1	0	1	0 1 0 0	1 0 0 1 1 0 0	4
1	0	1	0 1 0 1	0 1 0 0 1 0 0	5
1	0	1	0 1 1 0	0 1 0 0 0 0 0	6
1	0	1	0 1 1 1	0 0 0 1 1 1 1	7
1	0	1	1 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0	8
1	0	1	1 0 0 1	0 0 0 0 1 0 0	9
1	0	1	1 0 1 0	1 1 1 1 1 1 1	黑屏
1	0	1	1 0 1 1	1 1 1 1 1 1 1	黑屏
1	0	1	1 1 0 0	1 1 1 1 1 1 1	黑屏
1	0	1	1 1 0 1	1 1 1 1 1 1 1	黑屏
1	0	1	1 1 1 0	1 1 1 1 1 1 1	黑屏
1	0	1	1 1 1 1	1 1 1 1 1 1 1	黑屏

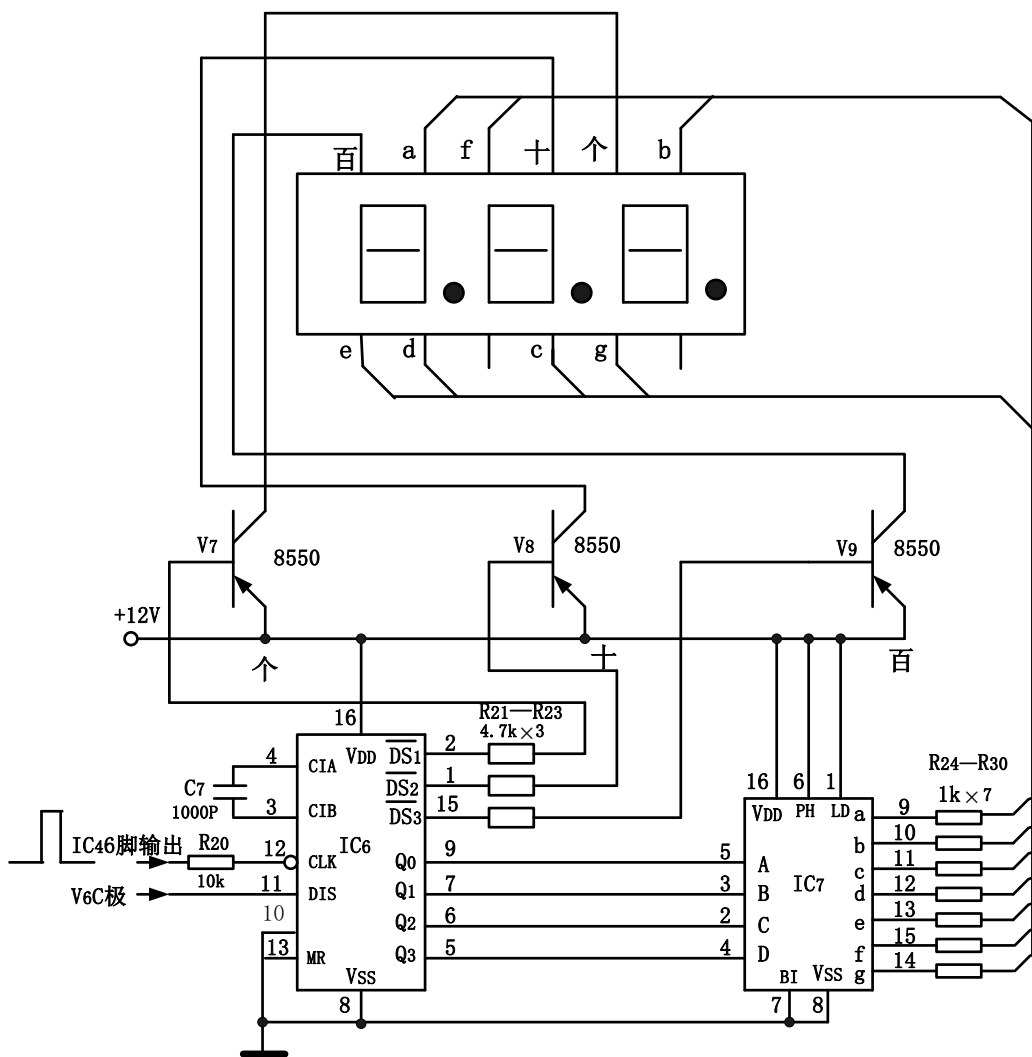


图 10 3 位计数、译码、驱动、显示电路

上图中：IC6 为 MC14553；IC7 为 CD4543。

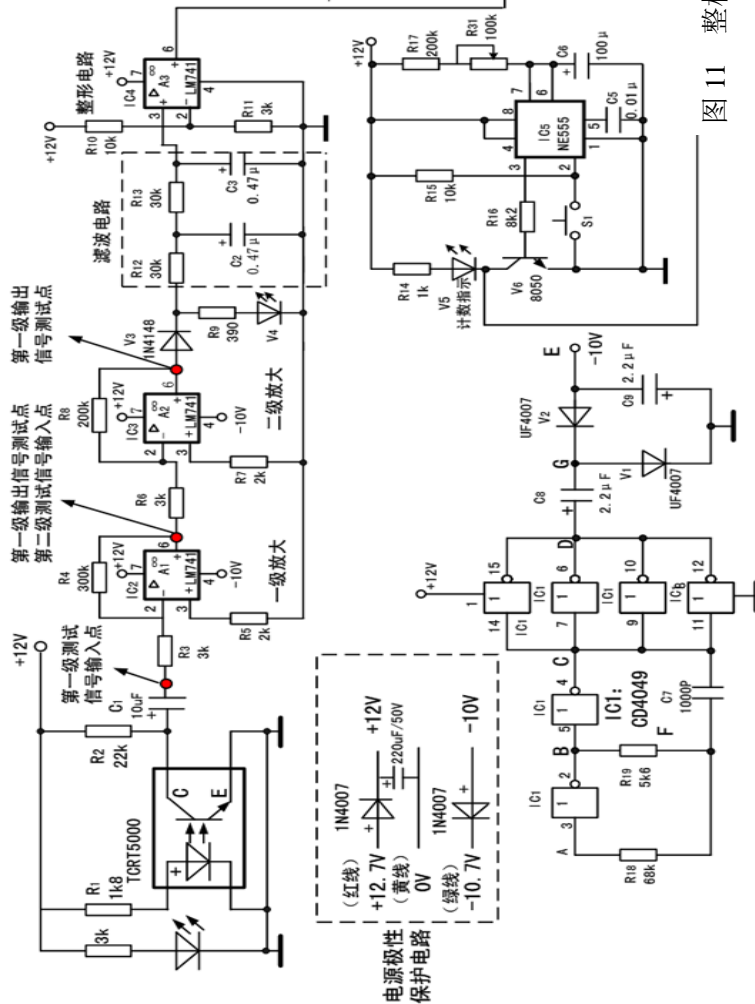


图 11 整机原理

3 红外线心率计调试工艺

3.1 基本要求

① 熟练掌握用数字万用表测量集成电路以及各种元器件引脚的电压，判别各种集成电路输入、输出状态；熟练使用示波器测量要求点的电压波形。

② 会利用电原理分析和排除调试过程中出现的故障。

3.2 调试技术的发展：

当代电子产品调试技术的发展有三个明显的趋势：

(1) 强调整体调试

由于微电子技术和 EDA（电子设计自动化）技术飞速发展，电子产品元器件数量减少，设计制造水平不断提高，使得大批产品内的同一功能电路之间差别微小，不同工能模块之间的配合有条件在产品设计中解决，因此一个电子产品内各功能块不需要或很少需要调试。调试工作主要集中在整体调试，极大提高了效率，降低了产品制造成本。

(2) 趋向免调试、少测试

由于现在很多电子产品采用高集成度专用的集成电路；大规模、超大规模通用集成电路和高质量电子元器件组成，制造工艺先进，使电子产品调试走出传统反复调整和测试的模式，向免调试、少测试方向发展。例如现代采用单片集成电路和 SMT 技术制造的数字调谐收音机，几乎不用调整，只须很少测试便可以达到较高的指标。

(3) 发展自动测试

先进的计算机集成制造系统将电子产品的测试完全由计算机控制，产品的一致性和质量都达到空前的水平。

3.3 红外线心率计的调试过程

(1) 电源变换电路的调试

把 12V 直流电压送入电源变换电路 CD4049 的 1 脚（正极）与 8 脚（负极）之间，注意正负极。用数字万用表 DC20V 挡测集成电路 CD4049 的 1 脚与 12 脚之间电压为 12V。此时，RC 振荡器应该工作，用示波器（量程 DC5V/DIV）测试 C 点（参见图 3）的电压波形，应该是一个不规范的方波，测试 D 点的波形，应该是规范的方波，把 C 点、D 点测量电压波形记录在表 4.1 中。用数字万用表的 DC20V 挡测量 E 点对地的电压，应该是 -10V 左右，把测得电压记录在记录表 3 中。（如果没有方波，说明电路没有起振，应检查 RC 电路和芯片 4096 的电源有没有接错；如果电路起振，而没有 -10V 电压，检查二极管 V_1 、 V_2 和电解电容 C_6 的极性有没有接错。

(2) 血液波动检测电路的调试

电路连接完毕后通电。把食指放在传感器的探头处，适当调节压力。用示波器的 AC 挡（5mV/DIV、500ms/DIV）去测量电容 C_1 正极对地的波形，应该能在示波器上看到心跳微弱的波动，幅度大约是几个毫伏。如果有此波形，说明传感器工作正常，如果没有，检查传感器的引脚是否接错。用示波器去测量 C_1 负极的波形，应该能看到比刚才那个波形幅度还要小的

波动。

(3) 放大、整形、滤波电路的调试

电路连接完毕后通电。测量 IC₂、IC₃ 的 7 脚、4 脚对直流地的电压（即运放的供电电压），应该为+12V、-10V 左右。测量 IC₄ 的 7 脚、4 脚之间的电压，应该为+12V 左右。

把食指放在传感器（TCRT5000）的探头上，适当调节压力。V₄ 应该会有节律的闪烁，闪烁的频率跟心跳的频率吻合。此时，用示波器测量 IC₂ 的 6 脚波形，应该是放大了 R₄/R₃ 倍的波动信号。用示波器测量 IC₃ 的 6 脚波形，应该是比 IC₂ 的 6 脚波形放大了 R₈/R₆ 倍的波形（因为放大倍数很大，波形有削顶现象）。IC₂、IC₃ 的放大倍数可以根据自己的实际情况适当做一些调整。用示波器测量 IC₄ 的 6 脚波形，应该是一个规范的方波，是单极性的，如果没有方波，或方波的占空比太小，可以适当改变 R₁₀、R₁₁ 的阻值。把测得的三个波形画入表 4.3 中。

如果手上暂时没有传感器，则使用函数信号发生器产生几 Hz、几 mV 的正弦波，并把该波形加到 C₁ 的负极，同样也可以按上述的方法进行调试。

(4) 门控电路的调试

电路连接完毕后通电。此时，门控电路进入稳态，用数字万用表 DC20V 挡测量 3、6、7 脚与 1 脚之间的电压都为 0V，V₆ 的 C 极与 1 脚之间的电压为 12V，V₅ 不发光。按一下 S₁ 按钮，门控电路输出状态发生翻转，进入暂稳态，555 输出端 3 脚输出高电位，因此 V₆ 饱和导通，V₆ 的 C 极输出低电位，V₅ 发光，用数字万用表 DC20V 挡测量 6、7 脚与 1 脚之间的电压，可以发现，电压是慢慢上升的，当上升到 8V 左右的时候（时间是 30 秒），门控电路输出状态又发生翻转，进入稳态，此时 555 输出端 3 脚输出低电位。用数字万用表 DC20V 挡测量 3、6、7 脚的与 1 脚之间的电压，都是 0V，V₆ 的 C 极与 1 脚之间的电压为 12V，V₅ 不发光。

如果暂稳态的时间不是 30 秒，则最后测量的心率不准确。需要调整 R₁₇ 或 C₆ 的参数来达到 30 秒的要求。具体计算公式： $1.1 \times R_{17} \times C_6 = 30$ 。

(5) 计数、译码、驱动、显示电路的调试

电路连接完毕后通电。此时由于门控电路的控制作用，计数器 MC14553 的使能端（低电平有效）被置“1”，计数器不计数，输出的 BCD 码是 0000 即 5、6、7、9 脚的电压大约是 0V。用示波器双踪测量 DS₁、DS₂ 之间、DS₂ 与 DS₃ 之间波形，应能显示图（8）所示的波形，测试并把波形画在 4.5 中（示波器量程：双踪，5V/DIV，1mS/DIV）。

把食指放在传感器的探头处，适当调节压力。当观察到 V₄ 呈现有规律的亮-灭时，就可以进行测量了。按一下门控电路的 S₁，这时，V₅ 发光，计数器的使能端被置“0”，计数器开始按整形电路送来的心跳脉冲计数。计数的结果以 BCD 码的形式送到译码器进行译码。译码后的结果送到数码管显示计数的结果。过 30 秒钟后，门控电路输出高电平，计数器使能端被置“1”，计数器停止计数。数码管显示最后计数的结果，此数字乘 2 即是被测的心率。测量并记录计数器停止计数后，集成电路 MC14553 及 CD4543 的引脚电压并填入表 4.6、表 4.7。

3.4 外线心率计调试记录表

表 3.1 电源电路

测量项目	C 点电压波形	D 点电压波形
画出被测量 波形并标出 幅度与周期		
E 点电压	$U_E = \quad V$	

表 3.2 血液波动检测电路

测量项目	C ₁ 正极电压波形	C ₁ 负极电压波形
画出被测量 波形并标出 幅度与周期		

表 3.3 放大、整形、滤波电路

测量项目	IC ₂ 的 6 脚电压波形	IC ₃ 的 6 脚电压波形	IC ₄ 的 6 脚电压波形
画出被测量 波形并标出 幅度与周期			
一级放大倍数:	一级放大倍数:		

表 3.4 门控电路

稳态时 IC₄ (555) 及三极管 V₆ 的 C 极电压

测量项目	U ₁	U ₂	U ₃	U ₄	U ₅	U ₆	U ₇	U ₈	U _C
测量值									

暂态时 IC₄ (555) 及三极管 V₆ 的 C 极电压:

测量项目	U ₁	U ₂	U ₃	U ₄	U ₅	U ₆	U ₇	U ₈	U _C
测量值									

暂稳态时间 t=_____秒

表 3.5 计数、译码、驱动、显示电路

测量项目	DS ₁ 、DS ₂ 、DS ₃ 波形（画在一起）	V ₃ 、V ₄ 、V ₅ 的 C 极（画在一起）
画出被测量波形并标出幅度与周期		

表 3.6 稳态时 MC14553 引脚电压

测量项目	MC14553									
	U ₅	U ₆	U ₇	U ₉	U ₃	U ₄	U ₁₁	U ₁₃	U ₈	U ₁₆
测量值										

表 3.7 稳态时 CD4543 引脚电压

测试项目	CD4543							
	U ₂	U ₃	U ₄	U ₅	U ₉	U ₁₀	U ₁₁	U ₁₂
测量值								
测试项目	U ₁₃	U ₁₄	U ₁₅	U ₁	U ₆	U ₁₆	U ₇	U ₈
测量值								

所测得的心率是：_____次/分钟

附件 1：元器件清单

器件	IC	电阻器	电容器	二极管	三极管	LED	按钮	传感器	数码管
电源 变换 电路	IC ₁ 4049*1	68k*1 5k6*1	102*1 2.2 μ F*2	1N4148 *2					
血液 波动 检测 电路		1k8*1 22k*1 3K*1	10 μ F*1			红*1		TCRT50 00*1	
放大 整形 滤波 电路	IC ₂ 、 IC ₃ 、IC ₄ LM741* 3	3K*2 200K*2 2K*2 30K*2 10K*1 3K*1 390*1	0.47 μ F*2	1N4148 *1		红*1			
门控 电路	IC ₅ 555*1	1k*1 10k*1 8k2*1 273k*1 100K 电 位器	103*2 100 μ F*1		8050*1	红*1	常开 *1		
计数 译码 驱动 显示 电路	IC ₆ 4553*1 IC ₇ 4543*1	1k*7 4k7*3 10K*1	102*1		8550*3				共阳 7 段*3
保护 电路			220 μ F*2	1N4007 *2					
另需	IC 插座 16 脚 3 个, 8 脚 4 个	数码管 插座单 排 6 脚 2 个	导线 1 米分 三色	通用板 12*8CM 2 块					